



Prioritätsbescheinigung über die Einreichung einer Patentanmeldung

Aktenzeichen: 103 14 536.2
Anmeldetag: 31. März 2003
Anmelder/Inhaber: Siemens Aktiengesellschaft,
München/DE
Bezeichnung: Verfahren zur Erzeugung einer Röntgenaufnahme
IPC: H 05 G, G 01 N, A 61 B

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 11. Dezember 2003
Deutsches Patent- und Markenamt
Der Präsident
Im Auftrag

A handwritten signature in black ink, appearing to be 'Ebert'.

Ebert

Beschreibung

Verfahren zur Erzeugung einer Röntgenaufnahme

5 Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Erzeugung einer Röntgenaufnahme eines sich in einer Längsrichtung erstrecken-
den Aufnahmeobjekts, welches eine in einer Haupt-Projektions-
richtung quer zur Längsrichtung zumindest abschnittsweise ge-
krümmte Geometrie aufweist, bei dem zunächst durch Positio-
10 nierung einer Röntgenquelle und eines Röntgendetektors an
verschiedenen Positionen entlang der Längsrichtung des Auf-
nahmeobjekts Teilaufnahmen von einzelnen Abschnitten des Auf-
nahmeobjekts erzeugt werden und dann die Teilaufnahmen der
Abschnitte zu einer Gesamt-Röntgenaufnahme des Aufnahmeob-
15 jekts zusammengesetzt werden. Darüber hinaus betrifft die Er-
findung eine Röntgenanlage zur Erzeugung einer Röntgenaufnahme
eines solchen Aufnahmeobjekts mit einer Röntgenquelle und
einem Röntgendetektor, welche jeweils zumindest entlang der
Längsrichtung des Aufnahmeobjekts bewegbar sind, mit einer
20 Steuereinrichtung, um die Röntgenquelle und den Röntgendetek-
tor zur Erzeugung von Teilaufnahmen von einzelnen Abschnitten
des Aufnahmeobjekts korreliert entlang der Längsrichtung zu
verfahren, und mit einer Bildkombinationseinrichtung, um aus
den Teilaufnahmen der Abschnitte eine Gesamt-Röntgenaufnahme
25 des Aufnahmeobjekts zu bilden und/oder mit Mitteln, um die
Teilaufnahmen für eine spätere Kombination zu kennzeichnen.

Seit Jahren verändern digitale Röntgendetektoren die klassi-
sche Radiographie. Zu den verschiedensten neueren Technolo-
30 gien, die schon länger im Einsatz sind oder kurz vor der
Marktreife stehen, zählen Bildverstärker-Kamerasysteme, ba-
sierend auf Fernseh- oder CCD-Kameras, Speicherfoliensysteme
mit integrierter oder externer Ausleseeinheit, Systeme mit
optischer Ankopplung der Konverterfolie an CCDs oder CMOS-
35 Chips, selenbasierte Detektoren mit elektrostatischer Ausle-
sung sowie Festkörperdetektoren mit aktiven Auslesematrizen.
Allen diesen Technologien ist gemeinsam, dass die Röntgenin-

formation letztendlich sowohl im Ort in Form einer zweidimensionalen Pixelstruktur als auch in der Signalhöhe in Form von Grauwerten mit gegebener Bit-Tiefe digital vorliegt.

5 Solche digitalen Röntgensysteme erlauben eine Reihe von neuen Applikationen, wie z. B. die Darstellung von Organen, die sehr viel größer sind als die Größe der Detektorfläche des verwendeten Detektors. Bei der klassischen Radiographie werden solche Aufnahmen mit Hilfe von übergroßen Röntgenfilmen
10 bei einem großen Abstand des Aufnahmeobjekts vom Röntgenstrahler gemacht. Mit digitalen Detektorsystemen ist es dagegen möglich, in der eingangs beschriebenen Weise eine Aufnahmeserie mit einzelnen Teilaufnahmen des Untersuchungsobjekts aufzunehmen und anschließend die einzelnen Bilder mit einem
15 Bildfusionsverfahren zusammenzusetzen, so dass sich eine große Gesamtaufnahme ergibt. Mit einem solchen digitalen Verfahren wird einerseits eine größere Flexibilität und andererseits eine bessere Bildqualität als bei der klassischen Methode erreicht.

20

Zur Erstellung der Aufnahmeserie werden die Röntgenquelle (im Folgenden auch Röntgenstrahler genannt) und dazu passend der Röntgendetektor geradlinig entlang der Längsrichtung des Aufnahmeobjekts verschoben und dabei an bestimmten Positionen
25 Teilaufnahmen gefertigt. In der Regel wird dabei dafür gesorgt, dass sich die einzelnen Aufnahmen benachbarter Teilabschnitte jeweils endseitig etwas überlappen. Dies erleichtert die genaue Positionierung der einzelnen Teilaufnahmen zueinander für die Kombination der einzelnen Teilaufnahmen zur gewünschten Gesamt-Röntgenaufnahme des Untersuchungsobjekts.
30 Beispiele solcher Untersuchungen, bei denen größere, in der Regel sich in eine Längsrichtung erstreckende Aufnahmeobjekte durch mehrere Teilaufnahmen erfasst werden und daraus eine Gesamtaufnahme gebildet wird, sind z. B. Ganzkörperaufnahmen
35 oder Aufnahmen von Armen, Beinen, Gefäßen oder der Wirbelsäule eines Patienten. Wichtig bei derartigen Röntgenaufnahmen ist immer, dass das aufgenommene Objekt in seinen einzelnen

Strukturen möglichst detailliert richtig abgebildet wird.

Dies ist insbesondere bei komplizierteren Skelettstrukturen wie der Wirbelsäule ein Problem. So sind beispielsweise bei einer Wirbelsäule neben der Form insbesondere die Struktur am

5 Rande der Wirbelkörper und der Zwischenraum zwischen den einzelnen Wirbelkörpern, d. h. die Darstellung der Bandscheiben, von erheblicher Bedeutung. Durch die bekannte Art der Erstellung der einzelnen Teilaufnahmen mittels einer gradlinig bewegten Röntgenquelle und eines parallel verfahrenen Röntgen-

10 detektors entstehen ungünstigerweise gerade in den Randbereichen und den Zwischenräumen der Wirbelkörper durch Überlappung einzelner Wirbelkörper und durch Parallaxeneffekte Schattenbildungen. Dies kann dazu führen, dass Defekte nicht eindeutig einem bestimmten Wirbelkörper zuzuordnen sind. Eine

15 genaue Zuordnung der Defekte zu bestimmten Wirbelkörpern ist jedoch für eine Therapie unabdingbar. Das heißt, die mit Hilfe des bekannten digitalen Aufnahmeverfahrens erzeugte Gesamt-Röntgenaufnahme einer Wirbelsäule weist in der Regel die gleiche Schattenbildung der einzelnen Wirbelkörper an den

20 Randbereichen auf wie dies auch bei den klassischen Aufnahmeverfahren der Fall ist, bei denen die gesamte Wirbelsäule auf einem übergroßen Röntgenfilm aufgezeichnet wird. Eine ähnliche Problematik stellt sich auch bei Aufnahmen von anderen, größeren Skelettstrukturen, insbesondere in den Gelenkbereichen dar.

25

Es ist Aufgabe der vorliegenden Erfindung, ein Röntgenaufnahmeverfahren und eine Röntgenanlage der eingangs genannten Art dahingehend zu verbessern, dass damit auch bei einer Aufnahme

30 eines Objekts mit einer komplexeren Geometrie, insbesondere bei einer Aufnahme einer Wirbelsäule, eine bessere qualitative Darstellung erreicht wird.

Diese Aufgabe wird durch ein Röntgenaufnahmeverfahren gemäß

35 Patentanspruch 1 und durch eine Röntgenanlage gemäß Patentanspruch 13 gelöst.

Erfindungsgemäß werden bei dem vorgeschlagenen Verfahren die Röntgenquelle und der Röntgendetektor zur Erzeugung von Teilaufnahmen entlang eines im Wesentlichen an die Geometrie des Aufnahmeobjekts angepassten - d. h. der Geometrie des Aufnahmeobjekts im Wesentlichen folgenden - Kurvenverlaufs jeweils passend bezüglich ihrer Strahlungs- bzw. Aufnahmerichtung zueinander und zum aufzunehmenden Abschnitt des Aufnahmeobjekts positioniert und ausgerichtet. Hierzu weist die erfindungsgemäße Röntgenanlage eine entsprechende Steuereinrichtung auf mit Mitteln, um die Röntgenquelle und den Röntgendetektor zur Erzeugung solcher Teilaufnahmen entlang des gewünschten Kurvenverlaufs passend zu positionieren und auszurichten.

Die Röntgenquelle und der Röntgendetektor werden also zur Erzeugung der Teilaufnahmen nicht nur einfach zueinander parallel, linear entlang der Längsrichtung des Aufnahmeobjekts verschoben und es werden folglich nicht nur einfache Teilprojektionen der einzelnen Abschnitte in der senkrecht zur Längsrichtung des Aufnahmeobjekts stehenden Haupt-Projektionsrichtung gefertigt. Statt dessen werden an den Kurvenverlauf angepasste einzelne Teilaufnahmen erzeugt. Dadurch können die insbesondere durch die gekrümmte Geometrie begründeten Überlappungen und Parallaxeneffekte und die damit einhergehenden Schattenbildungen vermindert oder sogar vollständig vermieden werden. Die Qualität der Gesamtaufnahme lässt sich so auf einfache Weise erheblich verbessern. Bei Verwendung eines solchen Verfahrens zur Aufnahme einer Wirbelsäule werden auch die Strukturen an den Wirbelenden und zwischen den einzelnen Wirbelkörpern im Detail gut dargestellt.

Zur Anpassung an die Krümmung des Aufnahmeobjekts werden die Röntgenquelle und der Röntgendetektor vorzugsweise jeweils so zueinander und zum aufzunehmenden Abschnitt des Aufnahmeobjekts positioniert und ausgerichtet, dass die aktuelle Projektionsrichtung bei der betreffenden Teilaufnahme (im Folgenden auch „Teilaufnahme-Projektionsrichtung“ genannt) im Wesentlichen rechtwinklig zum aufzunehmenden Abschnitt des

Aufnahmeobjekts liegt, d.h. dass die Teilaufnahme-Projektionsrichtung rechtwinklig zur lokalen Erstreckungsrichtung des betreffenden Abschnitts bzw. bei stark gekrümmten Abschnitten z. B. rechtwinklig zu einer mittleren Tangente oder dergleichen ist. Hierdurch wird weitgehend vollständig vermieden, dass bei der jeweiligen Teilaufnahme durch eine Schräglage des Aufnahmeobjekt-Abschnitts zur Projektionsrichtung die unerwünschten Überlagerungs- und Parallaxeneffekte auftreten. Bei der Aufnahme einer Wirbelsäule wird somit sichergestellt, dass auch in den gekrümmten Bereichen der Wirbelsäule benachbarte Wirbelenden sich nicht in der aktuellen Teilaufnahme-Projektion überdecken und somit die Details der Wirbelkörperenden und der dazwischen liegenden Bandscheibenstruktur nur unzureichend erfasst werden.

Die aktuelle Teilaufnahme-Projektionsrichtung wird durch die Positionen von Röntgenquelle und Röntgendetektor und deren Ausrichtung zum Objekt bestimmt. Die Röntgenquelle und der Röntgendetektor der Röntgenanlage sollten dementsprechend vorzugsweise um eine senkrecht zur Längsrichtung des Aufnahmeobjekts und senkrecht zur Haupt-Projektionsrichtung liegende Achse schwenkbar sein.

Außerdem werden besonders bevorzugt die Röntgenquelle und/oder der Röntgendetektor selbst jeweils auf - bezogen auf eine Röntgenstrahlrichtung - vor bzw. hinter dem Aufnahmeobjekt liegenden Kurven positioniert, die im Wesentlichen der Geometrie des Aufnahmeobjekts folgen. Das heißt, die Röntgenquelle und/oder der Röntgendetektor werden beispielsweise nicht wie bisher entlang einer Geraden parallel zur Längsrichtung des Aufnahmeobjekts verfahren, sondern entlang einer Kurvenform, die an die Geometrie des Aufnahmeobjekts angepasst ist. Bei der Aufnahme einer Wirbelsäule erfolgt die Positionierung der Röntgenquelle und/oder des Röntgendetektor beispielsweise entlang einer typischen Doppel-S-Kurve. Dadurch lässt sich erreichen, dass die Röntgenquelle und der Röntgendetektor bei jeder Teilaufnahme, unabhängig von der

aktuellen Teilaufnahme-Projektionsrichtung, ungefähr den gleichen Abstand zueinander und zum aktuell aufgenommenen Abschnitt des Aufnahmeobjekts haben.

5 Hierzu müssen die Röntgenquelle und/oder der Röntgendetektor zusätzlich zumindest in der Haupt-Projektionsrichtung bewegbar sein. Besonders bevorzugt sind die Röntgenquelle und/oder der Röntgendetektor mit entsprechenden Freiheitsgraden so gelagert, dass sie jeweils auf einer beliebigen, nahezu frei
10 wählbaren Kurve positionierbar sind. D. h. es sind beispielsweise sowohl die Röntgenquelle als auch der Röntgendetektor in allen drei Raumrichtungen frei verfahrbar und verschwenkbar und können somit über entsprechende Stellglieder von einer Steuereinrichtung automatisch entlang beliebiger Kurven
15 im Raum verfahren und dabei in beliebige Richtungen geschwenkt werden. In diesem Fall muss lediglich die Steuereinrichtung entsprechend programmiert sein, damit die Röntgenquelle und der Röntgendetektor bei der Erzeugung der Teilaufnahmen der einzelnen Abschnitte des Untersuchungsobjekts entlang den gewünschten Kurven verfahren werden und durch Verschwenken eine Ausrichtung der beiden Komponenten so erfolgt, dass die aktuelle Teilaufnahme-Projektionsrichtung möglichst senkrecht zum aufzunehmenden Abschnitt des Aufnahmeobjekts liegt.

25 Die weiteren abhängigen Ansprüche enthalten jeweils ebenfalls besonders vorteilhafte Ausgestaltungen und Weiterbildungen der Erfindung.

30 So wird bei einem bevorzugten Ausführungsbeispiel zur Erzeugung der Aufnahmeserie ein Röntgendetektor verwendet, welcher eine in Längsrichtung des Aufnahmeobjekts relativ schmale Detektorfläche aufweist. Zwar muss mit einer solchen schmalen Detektorfläche eine höhere Anzahl von Teilaufnahmen angefertigt werden, um eine Gesamttröntgenaufnahme zu erzeugen. Der
35 Vorteil einer höheren Anzahl von Teilaufnahmen besteht jedoch darin, dass eine erhebliche bessere Anpassung der Projekti-

onsgeometrie der Aufnahmeserie an die Geometrie des Aufnahmeobjekts möglich ist und Verzerrungsartefakte minimiert werden können. Durch die Verwendung eines in Längsrichtung des Aufnahmeobjekts schmalen Detektors ist dabei gewährleistet, dass bei der erhöhten Anzahl von Teilaufnahmen der Überlapp zwischen den einzelnen benachbarten Teilaufnahmen nur so groß ist, wie er für eine spätere Zusammenfügung der einzelnen Teilaufnahmen notwendig ist und nicht unnötigerweise Bereiche doppelt aufgenommen werden, was bei einer Verwendung von digitalen Detektoren mit erheblichen Zeitverlusten für das Auslesen der an sich nicht benötigten Detektorbereiche einhergehen würde. Der verkürzte Ausleseprozess ermöglicht hierbei eine schnellere Bildfolge und sorgt daher für eine Verringerung der Bewegungsartefakte und Verzeichnungsartefakte.

Bei einem alternativen, besonders bevorzugten Ausführungsbeispiel wird bei der Erzeugung der Aufnahmeserie jeweils nur ein in Längsrichtung des Aufnahmeobjekts schmaler Bereich einer Detektorfläche eines Röntgendetektors als aktive Fläche genutzt. Dies hat den Vorteil, dass ein „normaler“ digitaler Röntgendetektor mit den üblichen Abmessungen verwendet werden kann. Somit kann die erfindungsgemäße Röntgenanlage auch ohne Umbauten für andere Anwendungen genutzt werden. Bei einer Verwendung der Anlage für das erfindungsgemäße Verfahren wird dann durch eine geeignete Detektoransteuerung dafür gesorgt, dass nur eine kleinere Detektorfläche angesteuert bzw. ausgelesen wird, wodurch die gleiche Zeitersparnis pro Aufnahme erzielt wird wie bei der Verwendung eines schmaleren Detektors. Vorzugsweise wird hierbei der mittlere Bereich der Detektorfläche als aktive Fläche genutzt.

Um die Kurven, entlang deren die Röntgenquelle und der Röntgendetektor verfahren werden müssen, sowie die einzelnen Positionen festzulegen, an denen auf den Kurven die beiden Komponenten jeweils passend positioniert und ausgerichtet werden müssen, um die einzelnen Teilaufnahmen zu erzeugen, gibt es verschiedene Möglichkeiten:

So kann beispielsweise für jedes mögliche Aufnahmeobjekt ein Kurvensatz vorgegeben und beispielsweise in einem geeigneten Speicher der Steuereinrichtung hinterlegt sein. Ein solcher Kurvensatz sollte alle Daten über die Position und Ausrichtung der Röntgenquelle und des Röntgendetektors für die einzelnen Teilaufnahmen enthalten. Das heißt, ein Kurvensatz enthält beispielsweise einen Kurvenverlauf für die Röntgenquelle und einen Kurvenverlauf für den Röntgendetektor und zusätzlich die Aufnahmepositionen auf der jeweiligen Kurve und die Ausrichtung an den einzelnen Positionen. Alternativ ist es auch möglich, dass eine entsprechende Formel hinterlegt ist, mit welcher der Kurvensatz analytisch berechnet wird.

In der Regel ist nicht davon auszugehen, dass verschiedene gleichartige Aufnahmeobjekte die gleiche Größe aufweisen. So hängt beispielsweise die Länge einer Wirbelsäule mit der Gesamtkörpergröße des Probanden zusammen.

Um für jede einzelne Untersuchung den richtigen Kurvensatz auszuwählen, ist es möglich, dass für einen Aufnahmeobjekttyp, beispielsweise eine normal geformte Wirbelsäule, ein Standard-Kurvensatz vorgegeben ist und dieser entsprechend einer Abmessung des jeweils aktuell aufzunehmenden Aufnahmeobjekts passend skaliert wird. Alternativ können auch für einen Aufnahmeobjekttyp verschiedene Kurvensätze für Aufnahmeobjekte mit unterschiedlichen Abmessungen vorgegeben werden. Die einzelnen Aufnahmeobjekttypen können in diesem konkreten Beispiel verschiedene Typen von Wirbelsäulen sein, die unterschiedlich geformt sind, beispielsweise eine normal geformte Wirbelsäule sowie Wirbelsäulen mit typischen, häufiger vorkommenden Defekten wie Rundrücken etc.

Die voraussichtliche Länge einer Wirbelsäule eines Probanden kann beispielsweise auf Basis der äußeren körperlichen Abmessungen des Probanden ermittelt werden. Dies kann auch automa-

tisch geschehen, indem beispielsweise der Röntgenstrahler zunächst auf genau definierte Punkte auf unterschiedlichen Höhen des Probanden gefahren wird und diese Höhen dann manuell oder automatisch vom System abgespeichert werden. Mit Hilfe
5 eines solchen Datensatzes kann die Steuereinrichtung selber einen vorgegebenen Standard-Kurvensatz passend skalieren oder aus einer Menge von vorgegebenen Kurvensätzen den besten Kurvensatz auswählen.

10 Bei einer anderen bevorzugten Variante wird zur genaueren Ermittlung der Geometrie und/oder der Abmessung des Untersuchungsobjekts und somit zur Ermittlung eines passenden Kurvensatzes vorab eine Referenz-Röntgenaufnahme (auch Localizer oder Topograph genannt) in einer im Wesentlichen parallel zur
15 Längsrichtung des Aufnahmeobjekts und im Wesentlichen parallel zur Haupt-Projektionsrichtung liegenden Ebene gemacht. Bei der Untersuchung einer Wirbelsäule könnte hierzu zunächst eine laterale Ganzkörperaufnahme des Probanden mit einer vorzugsweise nur geringen Röntgendosis erzeugt werden. Alternativ
20 können auch bereits an anderen Einrichtungen, beispielsweise anderen Röntgeneinrichtungen, Computertomographen oder Kernspintomographen erzeugte Referenzaufnahmen genutzt werden.

25 Das erfindungsgemäße Verfahren eignet sich, wie bereits dargelegt, ganz besonders für Wirbelsäulenaufnahmen bei Menschen oder Tieren. Darüber hinaus eignet es sich aber auch zur Aufnahme von anderen Aufnahmeobjekten, welche sich zumindest in einer Längsrichtung über eine weitere Strecke hinweg, d.h.
30 über die Abmessungen eines üblichen digitalen Röntgendetektors hinaus erstrecken und eine gekrümmte Geometrie aufweisen.

Eine Erweiterung auf Aufnahmeobjekte, welche sich in zwei
35 Richtungen erstrecken, ist möglich, indem gemäß dem vorgeschlagenen Verfahren zunächst in eine erste Längsrichtung Teilaufnahmen gefertigt werden, welche eine „Aufnahmezeile“

bilden und dann mit einem bestimmten Versatz in einer senkrecht zu dieser ersten Längsrichtung verlaufenden Richtung eine zweite Aufnahmeserie mit Teilaufnahmen in einer benachbarten zweiten „Aufnahmezeile“ erstellt werden usw. Auf diese
5 Weise werden so matrixartig einzelne Ausschnitte des sich zweidimensional erstreckenden Aufnahmeobjekts aufgenommen, die dann zu einer Gesamtaufnahme zusammengesetzt werden. Hierbei ist in jeder der beiden Haupt-Längsrichtungen eine erfindungsgemäße Anpassung an die Geometrie des Untersu-
10 chungsobjekts möglich.

Ein erfindungsgemäßes Röntgenaufnahmeverfahren bzw. eine erfindungsgemäße Röntgenanlage ist im Übrigen nicht nur im medizinischen Bereich, sondern z. B. auch im wissenschaftli-
15 chen, technischen Bereich anwendbar.

Die Erfindung wird im Folgenden unter Hinweis auf die beigefügten Figuren anhand eines Ausführungsbeispiels näher erläutert. Es zeigen:

20

Figur 1 eine Prinzip-Darstellung eines Verfahrens zur Aufnahme einer Wirbelsäule gemäß dem Stand der Technik,

25

Figur 2 eine Prinzip-Darstellung eines erfindungsgemäßen Verfahrens zur Aufnahme der Wirbelsäule,

30

Figur 3 einen perspektivischen Teilschnitt durch einen digitalen Röntgendetektor mit einer aktiven Matrix und vergrößerter Darstellung eines Fotodioden-Matrixelements mit zugehörigem Schaltelement,

35

Figur 4 eine schematische Darstellung des Verfahrensablaufs bei der Erstellung einer Gesamt-Röntgenaufnahme aus den einzelnen Teilaufnahmen,

Figur 5 eine schematische Darstellung eines Ausführungsbeispiels einer erfindungsgemäßen Röntgenanlage.

In den Figuren und den weiteren Erläuterungen wird davon ausgegangen, dass mittels des erfindungsgemäßen Verfahrens eine möglichst schattenfreie Darstellung der Wirbelsäule eines Menschen erzeugt wird. Wie zuvor erläutert, ist die Erfindung aber nicht auf solche Anwendungsfälle beschränkt.

Figur 1 zeigt als Aufnahmeobjekt O schematisch die in einer üblichen „Doppel-S-Form“ aufgereihten einzelnen Wirbelkörper 2 einer Wirbelsäule O. Diese Wirbelsäule O erstreckt sich im Wesentlichen in einer Längsrichtung L.

Üblicherweise wird eine Komplettaufnahme einer solchen Wirbelsäule O dadurch erstellt, dass eine Röntgenquelle 3 und ein Röntgendetektor 4 auf parallel zur Längsrichtung L verlaufenden Geraden vor und hinter der Wirbelsäule O jeweils gleichmäßig verfahren werden und an bestimmten Positionen

- hier an drei Positionen - Teilaufnahmen von benachbarten Abschnitten der Wirbelsäule O erstellt werden. Diese Teilaufnahmen werden dann zu einer Gesamt-Röntgenaufnahme B_G zusammengesetzt. Ein Problem bei diesem Aufnahmeverfahren besteht darin, dass die Wirbelsäule O durch die typische Doppel-S-Form eine Geometrie aufweist, welche in der Projektionsrichtung P, die hier rechtwinklig zur Längsrichtung L verläuft, gekrümmt ist. Dadurch entstehen Parallaxeneffekte und Überlagerung einzelner Wirbelkörper, so dass in der Gesamt-Röntgenaufnahme B_G Schattenbildungen auftreten. Diese Schatten verhindern, dass insbesondere die in den meisten Fällen klinisch sehr wichtigen Endbereiche der Wirbelkörper 2 und Zwischenräume zwischen den Wirbelkörpern 2, die Bandscheiben, nicht richtig auf der Aufnahme zu erkennen sind.

Um dies zu vermeiden, werden bei dem erfindungsgemäßen Verfahren gemäß Figur 2 sowohl der Röntgenstrahler 3 als auch der Röntgendetektor 4 entlang von Kurven K_Q , K_D verfahren,

die an die Geometrie der Wirbelsäule O angepasst sind, d. h. die im Wesentlichen dem Kurvenverlauf K der Wirbelsäule O folgen. Hierbei werden an jeder Aufnahme-Position S_1 , S_2 bis S_N der Röntgenstrahler 3 und der Röntgendetektor 4 so passend
5 zueinander ausgerichtet, dass die aktuelle Teilaufnahme-Projektionsrichtung P_T für die jeweilige Teilaufnahme möglichst senkrecht zum aufgenommenen Abschnitt der Wirbelsäule steht, wie dies in Figur 2 unten dargestellt ist. Dadurch werden bereits in den Teilaufnahmen die Parallaxeneffekte und Überla-
10 gerungen der einzelnen Wirbelkörper in den Endbereichen vermieden, so dass folglich auch in der zusammengesetzten Aufnahme B_G diese Effekte nicht mehr auftreten können.

Um eine möglichst gute Anpassung der einzelnen Teilaufnahmen
15 an den Kurvenverlauf der Wirbelsäule O zu erreichen, werden erheblich mehr Teilaufnahmen an unterschiedlichen Positionen gefertigt als dies nach dem Stand der Technik der Fall ist. Bei dem Ausführungsbeispiel gemäß Figur 1 wurden lediglich drei Teilaufnahmen und bei dem erfindungsgemäßen Ausführungs-
20 beispiel gemäß Figur 2 insgesamt sieben einzelne Teilaufnahmen gefertigt. Die Anzahl der Teilaufnahmen kann aber im Prinzip beliebig gewählt werden.

Um eine solche Vielzahl von Teilaufnahmen aus unterschiedli-
25 chen Positionen in angemessener Zeit zu ermöglichen, wird bei dem dargestellten Ausführungsbeispiel nur der mittlere Teilbereich des Detektors 4 als aktive Fläche F_A genutzt. Das heißt, es wird beispielsweise bei einem üblichen quadratischen Detektor von $40 \times 40 \text{ cm}^2$ nur der zentrale Bereich von
30 $40 \times 20 \text{ cm}^2$ genutzt, wobei die 20 cm Ausdehnung in Längsrichtung L der Wirbelsäule O verläuft. Die Erhöhung der Anzahl der Teilaufnahmen bei gleichzeitiger Verringerung der Detektorfläche sorgt dafür, dass die Verzerrungsartefakte minimiert werden und die Projektionsgeometrie optimiert wird.

35 Zur weiteren Erläuterung wird auf Figur 3 verwiesen, die den Aufbau eines typischen Festkörper-Röntgendetektors 4 zeigt.

Ein solcher Röntgendetektor 4 weist zunächst in Röntgenstrahlrichtung R in vorderster Position eine bildwirksame Röntgenkonversionsschicht 5, beispielsweise aus Cäsiumjodid oder einem ähnlichen Stoff auf. In dieser Röntgenkonversions-
5 schicht 5 wird die ankommende Röntgenstrahlung in Licht umgewandelt. Dieses Licht wird dann von einer sich unmittelbar hinter dem Röntgenkonverter 5 befindenden, auf Basis von amorphem Silizium oder Ähnlichem aufgebauten, aktiven Auslesematrix 6 - dem eigentlichen Bildaufnehmer 6 - detektiert
10 und in elektrische Ladung umgewandelt. Hierzu weist die Matrix 6 mehrere Fotodioden-Elemente 8 auf, die jeweils über ein aktives Schaltelement 7, beispielsweise einen integrierten Transistor oder eine Diode, ausgelesen werden können. Die Ansteuerung erfolgt z. B. über einen Zeilentreiber 9, welcher
15 hier durch den Pfeil dargestellt wird. Das Auslesen erfolgt spaltenweise in Pfeilrichtung 10, wobei die ausgehenden Signale geeigneten Verstärkern, Multiplexern und ADCs zugeführt werden. Es handelt sich hierbei um einen üblichen Festkörper-Detektoraufbau, so dass die Einzelheiten bezüglich des Auf-
20 baus sowie der Ansteuerung und des Auslesemechanismus dem Fachmann bekannt sind und nicht weiter erläutert werden müssen.

Durch entsprechende Ansteuerung des Zeilentreibers ist ohne
25 weiteres möglich, nur die mittleren Spalten des Detektors 4 auszulesen, d. h. tatsächlich nur den mittleren Bereich des Detektors 4 zu nutzen. Dadurch wird der Ausleseprozess entsprechend verkürzt, so dass im Verhältnis zu dem in Figur 1 gezeigten Verfahren, bei welchem die gesamte Fläche des Detektors 4 ausgenutzt wird, eine erheblich schnellere Bildfolge
30 möglich ist. Somit wird die Wahrscheinlichkeit des Auftretens von Bewegungsartefakten oder Überzeichnungsartefakten verringert. Die schnellere Bildfolge kompensiert im Übrigen, dass bei dem erfindungsgemäßen Verfahren eine höhere Anzahl
35 von Teilaufnahmen gefertigt wird, so dass insgesamt die Aufnahme nach dem neuen Verfahren allenfalls unwesentlich länger

dauert als eine Wirbelsäulen-Aufnahme nach dem bekannten Verfahren.

Figur 4 zeigt noch einmal schematisch das Verfahren zum Zusammensetzen der Gesamt-Röntgenaufnahme B_G aus den einzelnen Teilaufnahmen B_1 , B_2 bis B_N .

Es werden zunächst einzelne Aufnahmen an verschiedenen Positionen S_1 , S_2 bis S_N entlang der Längsrichtung L der Wirbelsäule O gefertigt, wie dies im Verfahrensabschnitt (a) dargestellt ist. Hierbei wird jedoch immer nur ein mittlerer Streifen der Gesamtdetektorfläche F des Röntgendetektors 4 als aktive Fläche F_A genutzt.

Im nächsten Verfahrensschritt (b) werden die einzelnen Bildinhalte, welche von der aktiven Fläche F_A an den einzelnen Positionen S_1 , S_2 bis S_N erfasst wurden, d. h. die Teilaufnahmen B_1 , B_2 bis B_N ausgelesen. Diese werden dann im Verfahrensschritt (c) mit Hilfe eines üblichen, dem Fachmann bekannten Bildfusionsverfahrens zusammengesetzt. Mit Hilfe des Überlappungsbereichs zwischen den einzelnen Aufnahmen B_1 , B_2 bis B_N werden diese entzerrt und Grauwerte angepasst, so dass insgesamt im letzten Verfahrensschritt (d) die gewünschte Gesamt-röntgenaufnahme B_G entsteht.

Ein mögliches Ausführungsbeispiel einer erfindungsgemäßen Röntgenanlage 1 ist in Figur 5 dargestellt.

Die Röntgenanlage 1 weist hier einen Röntgenstrahler 3 auf, der so aufgehängt ist, dass er in allen drei Raumkoordination x , y , z beliebig verfahren werden kann. Hierzu ist der Röntgenstrahler 3 an einem Teleskopstativ 11 an einer Deckenschiene 12 aufgehängt. Durch Ausziehen des Teleskopstativs 11 lässt sich die Höhe des Röntgenstrahlers 3 in z -Richtung bestimmen, durch Verschiebung des Teleskopstativs 11 an der Aufhängeschiene 12 bzw. durch Verschieben der Aufhängeschiene 12 im Raum lässt sich der Röntgenstrahler 3 in x - und y -Rich-

tung positionieren. Außerdem ist eine axiale Drehung des Teleskopstativs 11 und damit des Röntgenstrahlers 3 um die Längsachse D_2 des Teleskopstativs 11 möglich. Des Weiteren kann der Röntgenstrahler 3 auch um eine senkrecht zum Teleskopstativ 11 verlaufende Achse D_1 beliebig geschwenkt werden.

In gleicher Weise ist ein Röntgendetektor 4 - im vorliegenden Fall ein Festkörperdetektor 4 gemäß Figur 3 - an einem Teleskopstativ 13 und einer Deckenschiene 14 aufgehängt, so dass er sich ebenso in der Höhe (z-Richtung) und in der x-/y-Richtung frei im Raum bewegen lässt. Auch dieser Röntgendetektor 4 ist um eine in Längsrichtung des Teleskopstativs 13 verlaufende Achse D_4 nach rechts und links sowie um eine senkrecht zu dieser ersten Achse D_4 verlaufende zweite Achse D_3 nach oben und unten verschwenkbar.

Die Röntgenanlage 1 weist entsprechende Antriebsaggregate bzw. Stellglieder (nicht dargestellt) auf, damit die Positionierung des Röntgenstrahlers 3 und des Röntgendetektors 4 vollautomatisch erfolgen kann. Hierzu werden die Stellglieder von einer Steuereinrichtung 15 über Steuerleitungen 16, 17 angesteuert.

Die Röntgenanlage weist außerdem einen üblichen Röntgengenerator 18 auf, welcher die Röntgenquelle 3 über eine Zuleitung 19 mit der nötigen Hochspannung versorgt. Üblicherweise erfolgt diese Zuleitung über die Deckenschiene 12 und durch das Teleskopstativ 11.

Die gesamte Anlage 1 wird zentral von einer Bedieneinheit 20 angesteuert, welche auch gleichzeitig die Bildstation mit einem geeigneten Monitor bildet. Über Steuerleitungen 23, 21 wird von dieser Bedieneinrichtung 20 der Röntgengenerator 18 und die Steuereinrichtung 15 zur Positionierung des Röntgenstrahlers 3 und des Detektors 4 gesteuert. Außerdem wird von der Bedieneinrichtung 20 der Detektor 4 mit Hilfe einer ent-

sprechenden Detektoransteuereinheit 25 über eine Steuerleitung 22 angesteuert bzw. auch ausgelesen.

5 Sämtliche Steuer- und Versorgungsleitungen 16, 17, 19, 21, 22, 23 sind in Figur 5 nur schematisch in Form von gestrichelten Pfeilen dargestellt.

Die ausgelesenen Bilder können dann in einer üblichen Bildauswertungseinrichtung (nicht dargestellt) ausgewertet und
10 auf dem Monitor dargestellt werden bzw. zunächst, sofern es sich - wie im vorliegenden Fall - um Teilaufnahmen von bestimmten Abschnitten eines Untersuchungsobjekts O handelt, in einer Bildkombinationseinrichtung 24, welche auch Teil der Bildauswerteeinrichtung sein kann, zu einer Gesamtaufnahme
15 zusammengesetzt werden. Sowohl die Teilaufnahmen als auch die Gesamtaufnahme können in einem Speicher 28 zwischengespeichert oder endgültig archiviert werden. Die Bildkombinationseinrichtung - ggf. auch als Untermodul der Bildauswerteeinrichtung - und die Detektoransteuereinrichtung 25 können in
20 Form von Softwaremodulen auf einer zentralen Rechneinheit 26 der Bedieneinheit 20 installiert sein.

Es ist klar, dass die Röntgenanlage 1 auch alle weiteren, üblicherweise in Röntgenanlagen vorhandenen Komponenten aufweisen kann. So kann beispielsweise die Bedieneinheit 20 entsprechende Schnittstellen zum Anschluss an Bildinformationssysteme bzw. Management-Informationssysteme in einer Klinik
25 bzw. Arztpraxis oder dergleichen aufweisen. All diese Komponenten sind aber der besseren Übersicht wegen hier nicht explizit dargestellt.
30

Die in Figur 5 dargestellte Anlage 1 hat den Vorteil, dass die Röntgenquelle 3 und der Röntgendetektor 4 durch die unabhängige Aufhängung an den verfahrbaren und drehbaren Deckenstativen 11, 13 fast beliebige Kurven im Raum durchfahren
35 können. Daher kann mittels der Steuereinrichtung 15 bei der Aufnahmeserie der Wirbelsäule O sowohl dem Röntgenstrahler 3

als auch dem Röntgendetektor 4 jeweils eine Kurve K_Q , K_D (siehe Figur 2) vorgegeben werden, die möglichst gut an die Anatomie der Wirbelsäule O angepasst ist. Durch entsprechende Verschwenkungen um die Aufhängeachsen D_1 , D_3 können der Röntgenstrahler 3 und der Röntgendetektor 4 dabei an jeder Position automatisch so ausgerichtet werden, dass die aktuelle Teilaufnahme-Projektionsrichtung P_T möglichst senkrecht auf dem aufzunehmenden Abschnitt der Wirbelsäule O steht. Dadurch werden Schattenbildungen und Überlagerungen der Wirbelsäule weitgehend minimiert, wie dies in Figur 2 dargestellt ist.

Um für den jeweiligen Einsatz die richtigen Kurven bzw. Bildpositionen und Ausrichtungen für die Röntgenquelle 3 und den Röntgendetektor 4 zu finden, gibt es verschiedene Möglichkeiten.

Zum einen können systemseitig in einem Speicher 27 der Steuereinrichtung 15 verschiedene Kurvensätze hinterlegt sein, welche verschiedene Körpergrößen und somit verschiedene Längen der Wirbelsäule O berücksichtigen. Hierbei besteht ein Kurvensatz aus einer Kurve K_Q für den Röntgenstrahler 3 und einer dazu passenden Kurve K_D für den Röntgendetektor 4 sowie den Positionen, an denen die einzelnen Teilaufnahmen entstehen, und den Ausrichtungen des Röntgenstrahlers 3 und des Röntgendetektors 4 an der jeweiligen Position. Der am besten geeignete Kurvensatz wird dann durch Vergleich der tatsächlichen Körpergröße des Patienten und der hinterlegten Kurvenschar des Systems ermittelt.

Bei einer Alternative ist im System lediglich ein Standardkurvensatz vorgegeben, der einer Normgröße der Wirbelsäule entspricht. Zur Anpassung dieses Normkurvensatzes wird beim stehenden Patienten zunächst der Strahler auf einen wohldefinierten Punkt auf Höhe des Kopfes, z. B. auf Augenhöhe, gefahren. Die Höhe wird dann manuell oder automatisch vom System abgespeichert. Anschließend wird der Strahler auf einen weiteren wohldefinierten Punkt auf Höhe des Beckens, z. B.

auf Höhe des Beckenknochens, verfahren. Auch diese Höhe wird gespeichert. Aus der Differenz der Höhen ergibt sich dann ein Faktor, mit dem der im System gespeicherte Kurvensatz skaliert wird. Hierzu kann ein Fitverfahren genutzt werden. Es
5 ist aber auch eine einfache Multiplikation mit einem Faktor F möglich, welcher der gemessenen Höhe geteilt durch eine Normhöhe entspricht.

Passende Positionen des Röntgenstrahlers 3 und des Röntgende-
10 tektors 4 ermittelt das Steuerungssystem dann automatisch, indem die Aufnahme-prozedur beispielsweise rechnerisch simuliert wird. Dies stellt sicher, dass die in den verschiedenen Positionen erzeugten Teilaufnahmen einen für die Bildfusion wünschenswerten Überlapp haben.

15 Sofern die einzelnen Teilaufnahmen nicht unmittelbar bereits in der Bildauswerteeinheit der Bedieneinheit 20 zusammengesetzt werden, ist es möglich, die einzelnen Teilaufnahmen entsprechend mit geeigneten Kennzeichnungen abzuspeichern, so
20 dass sie ohne weiteres zu einem späteren Zeitpunkt beliebig auf einem anderen Rechner zusammengesetzt werden können.

Es wird zum Abschluss noch einmal darauf hingewiesen, dass es sich bei den in den Figuren dargestellten konkreten Verfahrens-
25 abläufen bzw. der dargestellten Röntgenanlage 1 lediglich um Ausführungsbeispiele handelt. So sind in weiterem Umfang beliebige Variationen dieses Ausführungsbeispiels möglich, ohne den Rahmen der Erfindung zu verlassen. Insbesondere ist es möglich, dass die Steuereinrichtung 15 und/oder der Speicher 27, in welchem die Kurvensätze hinterlegt sind, integra-
30 tiver Bestandteil der Bedieneinrichtung 20 sind. Ebenso können auch Funktionen der Bedieneinrichtung 20 ausgelagert sein bzw. auf einem Netz von verschiedenen Servern verteilt sein, welche entsprechend funktionell zusammenwirken.

35 Es bietet sich im Übrigen an, bestehende Röntgenanlagen, welche bereits eine motorisch in beliebige Positionen verfahrba-

re Röntgenquelle 3 und einen entsprechenden Röntgendetektor 4 aufweisen, mit einer erfindungsgemäßen Steuereinrichtung 15 und einer geeigneten Detektoransteuereinrichtung nachzurüsten, um auch diese Anlagen gemäß dem erfindungsgemäßen Verfahren zu nutzen. Sofern diese Anlagen bereits Steuereinrichtungen mit geeigneten Prozessoren aufweisen, reicht ggf. auch ein Update der Steuerungssoftware mit geeigneten Steuerungs-Softwaremodulen aus.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Erzeugung einer Röntgenaufnahme (B_G) eines sich in einer Längsrichtung (L) erstreckenden Aufnahmeobjekts (O), welches eine in einer Haupt-Projektionsrichtung (P) quer zur Längsrichtung (L) zumindest abschnittsweise gekrümmte Geometrie aufweist,

bei dem zunächst durch Positionierung einer Röntgenquelle (3) und eines Röntgendetektors (4) an verschiedenen Positionen entlang der Längsrichtung (L) des Aufnahmeobjekts (O) Teilaufnahmen (B_1, B_2, B_N) von einzelnen Abschnitten des Aufnahmeobjekts (O) erzeugt werden,

und dann die Teilaufnahmen (B_1, B_2, B_N) der Abschnitte zu einer Gesamt-Röntgenaufnahme (B_G) des Aufnahmeobjekts (O) zusammengesetzt werden, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass die Röntgenquelle (3) und der Röntgendetektor (4) zur Erzeugung von Teilaufnahmen (B_1, B_2, B_N) entlang eines im Wesentlichen an die Geometrie des Aufnahmeobjekts (O) angepassten Kurvenverlaufs (K) jeweils passend zueinander und zum aufzunehmenden Abschnitt des Aufnahmeobjekts (O) positioniert und ausgerichtet werden.

2. Verfahren nach Anspruch 1, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass die Röntgenquelle (3) und der Röntgendetektor (4) jeweils so zueinander und zum aufzunehmenden Abschnitt des Aufnahmeobjekts (O) positioniert und ausgerichtet werden, dass eine aktuelle Teilaufnahme-Projektionsrichtung (P_T) im Wesentlichen rechtwinklig zum aufzunehmenden Abschnitt des Aufnahmeobjekts (O) liegt.

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass die Röntgenquelle (3) und/oder der Röntgendetektor (4) jeweils auf in einer Röntgenstrahlrichtung (R) vor bzw. hinter dem Aufnahmeobjekt (O) liegenden, im Wesentlichen der Geometrie des Aufnahmeobjekts (O) folgenden Kurven (K_Q, K_D) positioniert werden.

4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, da -
durch gekennzeichnet, dass zur Er-
zeugung der Teilaufnahmen ein Röntgendetektor verwendet wird,
welcher eine in Längsrichtung des Aufnahmeobjekts schmale De-
5 tektorfläche aufweist.

5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, da -
durch gekennzeichnet, dass zur Er-
zeugung der Teilaufnahmen (B_1, B_2, B_N) jeweils nur ein in
10 Längsrichtung (L) des Aufnahmeobjekts (O) schmaler Bereich
(F_A) einer Detektorfläche (F) eines Röntgendetektors (D) als
aktive Fläche (F_A) genutzt wird.

6. Verfahren nach Anspruch 5, da durch ge -
15 kennzeichnet, dass nur ein bezüglich der
Längsrichtung (L) des Aufnahmeobjekts (O) mittlerer Bereich
(F_A) der Detektorfläche (F) als aktive Fläche (F_A) genutzt
wird.

20 7. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 6, da -
durch gekennzeichnet, dass für ein
Aufnahmeobjekt (O) ein Kurvensatz vorgegeben ist, welcher die
Positionen und Ausrichtungen der Röntgenquelle (3) und des
Röntgendetektors (4) für die einzelnen Teilaufnahmen ($B_1, B_2,$
25 B_N) enthält.

8. Verfahren nach Anspruch 7, da durch ge -
kennzeichnet, dass für einen Aufnahmeobjekt-
Typ ein Kurvensatz vorgegeben ist, welcher entsprechend einer
30 Abmessung des jeweils aktuell aufzunehmenden Aufnahmeobjekts
(O) skaliert wird.

9. Verfahren nach Anspruch 7 oder 8, da durch
gekennzeichnet, dass für einen Aufnahmeob-
35 jekt-Typ verschiedene Kurvensätze für Aufnahmeobjekte mit un-
terschiedliche Abmessungen vorgegeben sind.

10. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 9, da -
durch gekennzeichnet, dass das Auf-
nahmeobjekt (O) eine Wirbelsäule umfasst.

5 11. Verfahren nach Anspruch 8 oder 9 und Anspruch 10,
dadurch gekennzeichnet, dass die
Länge der Wirbelsäule (O) auf Basis der äußeren körperlichen
Abmessungen eines Probanden ermittelt wird.

10 12. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 11, da -
durch gekennzeichnet, dass zur Er-
mittlung der Geometrie und/oder der Abmessungen des Untersu-
chungsobjekts (O) zunächst eine Referenz-Röntgenaufnahme in
15 einer im Wesentlichen parallel zur Längsrichtung (L) des Auf-
nahmeobjekts (O) und im Wesentlichen parallel zur Haupt-Pro-
jektionsrichtung (P) liegenden Ebene erzeugt wird.

13. Röntgenanlage (1) zur Erzeugung einer Röntgenaufnahme
(B_G) eines sich in einer Längsrichtung (L) erstreckenden Auf-
20 nahmeobjekts (O), welches eine in einer Haupt-Projektions-
richtung (P) quer zur Längsrichtung (L) zumindest abschnitts-
weise gekrümmte Geometrie aufweist,

- mit einer Röntgenquelle (3) und einem Röntgendetektor (4),
welche jeweils zumindest entlang der Längsrichtung (L) des
25 Aufnahmeobjekts (O) bewegbar sind,

- mit einer Steuereinrichtung (15), um die Röntgenquelle (3)
und den Röntgendetektor (4) zur Erzeugung von Teilaufnah-
men (B₁, B₂, B_N) von einzelnen Abschnitten des Aufnahmeob-
jekts (O) korreliert entlang der Längsrichtung (L) zu ver-
30 fahren,

- und mit einer Bildkombinationseinrichtung (24), um aus den
Teilaufnahmen (B₁, B₂, B_N) der Abschnitte eine Gesamt-Rönt-
genaufnahme (B_G) des Aufnahmeobjekts (O) zu bilden und/
oder mit Mitteln, um die Teilaufnahmen (B₁, B₂, B_N) für ei-
35 ne spätere Kombination zu kennzeichnen,

dadurch gekennzeichnet, dass die
Steuereinrichtung (15) Mittel aufweist, um die Röntgenquelle

(3) und den Röntgendetektor (4) zur Erzeugung von Teilaufnahmen (B_1 , B_2 , B_N) entlang eines im Wesentlichen an die Geometrie des Aufnahmeobjekts (O) angepassten Kurvenverlaufs (K) jeweils passend zueinander und zum aufzunehmenden Abschnitt des Aufnahmeobjekts (O) zu positionieren und auszurichten.

14. Röntgenanlage nach Anspruch 13, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass die Röntgenquelle (3) und der Röntgendetektor (4) um eine senkrecht zur Längsrichtung (L) des Aufnahmeobjekts (O) und senkrecht zur Haupt-Projektionsrichtung (P) liegende Achse (D_1 , D_3) schwenkbar sind.

15. Röntgenanlage nach Anspruch 13 oder 14, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass die Röntgenquelle (3) und/oder der Röntgendetektor (4) in der Haupt-Projektionsrichtung (P) bewegbar sind.

16. Röntgenanlage nach einem der Ansprüche 13 bis 15, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass die Röntgenquelle (3) und/oder der Röntgendetektor (4) jeweils auf einer im Wesentlichen frei wählbaren Kurve (K_Q , K_D) automatisch positionierbar sind.

17. Röntgenanlage nach einem der Ansprüche 13 bis 16, d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass die Steuereinrichtung (15) derart ausgebildet ist, dass sie die Röntgenquelle (3) und den Röntgendetektor (4) jeweils so positioniert und zueinander und zum aufzunehmenden Abschnitt des Aufnahmeobjekts (O) ausrichtet, dass eine aktuelle Teilaufnahme-Projektionsrichtung (P_r) im Wesentlichen rechtwinklig zum aufzunehmenden Abschnitt des Aufnahmeobjekts (O) liegt.

18. Röntgenanlage nach einem der Ansprüche 13 bis 17, g e k e n n z e i c h n e t d u r c h einen Röntgen-

detektor, welcher eine in Längsrichtung des Aufnahmeobjekts schmale Detektorfläche aufweist.

19. Röntgenanlage nach einem der Ansprüche 13 bis 18,

5 g e k e n n z e i c h n e t d u r c h eine Röntgende-
tektor-Ansteuereinrichtung (25), um bei der Erzeugung der
Röntgenaufnahmeserie jeweils nur einen in Längsrichtung (L)
des Aufnahmeobjekts (O) schmalen Bereich (F_A) einer Detektor-
fläche (F) des Röntgendetektors (4) zu aktivieren.

10

20. Röntgenanlage nach einem der Ansprüche 13 bis 19,

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass die
Steuereinrichtung (15) einen Speicher (27) mit einem für ein
Aufnahmeobjekt (O) und/oder eine Aufnahmeobjekt-Typ hinter-
15 legten Kurvensatz aufweist, welcher die Positionen und Aus-
richtungen der Röntgenquelle (3) und des Röntgendetektors (4)
für die einzelnen Teilaufnahmen (B_1, B_2, B_N) enthält.

21. Röntgenanlage nach einem der Ansprüche 13 bis 20,

20 d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass die
Steuereinrichtung (15) Mittel aufweist, um einen für einen
Aufnahmeobjekt-Typ vorgegebenen Kurvensatz entsprechend einer
Abmessung des jeweils aktuell aufzunehmenden Aufnahmeobjekts
(O) zu skalieren.

5

22. Steuereinrichtung (15) für eine Röntgenanlage (1) nach
einem der Ansprüche 13 bis 21.

Zusammenfassung

Verfahren zur Erzeugung einer Röntgenaufnahme

5 Es wird ein Verfahren zur Erzeugung einer Röntgenaufnahme
(B_G) eines sich in einer Längsrichtung (L) erstreckenden Auf-
nahmeobjekts (O) beschrieben, welches eine in einer Haupt-
Projektionsrichtung (P) quer zur Längsrichtung (L) zumindest
10 abschnittsweise gekrümmte Geometrie aufweist. Hierzu werden
eine Röntgenquelle (3) und ein Röntgendetektor (4) zur Erzeu-
gung von Teilaufnahmen (B_1, B_2, B_N) entlang eines im Wesentli-
chen an die Geometrie des Aufnahmeobjekts (O) angepassten
Kurvenverlaufs (K) jeweils passend zueinander und zum aufzu-
nehmenden Abschnitt des Aufnahmeobjekts (O) positioniert und
15 ausgerichtet. Anschließend werden die Teilaufnahmen (B_1, B_2, B_N) der Abschnitte zu einer Gesamt-Röntgenaufnahme (B_G) des
Aufnahmeobjekts (O) zusammengesetzt. Darüber hinaus wird eine
entsprechende Röntgenanlage (1) zur Aufnahme eines solchen
Aufnahmeobjekts (O) beschrieben.

20

Figur 2

FIG 1 Stand der Technik

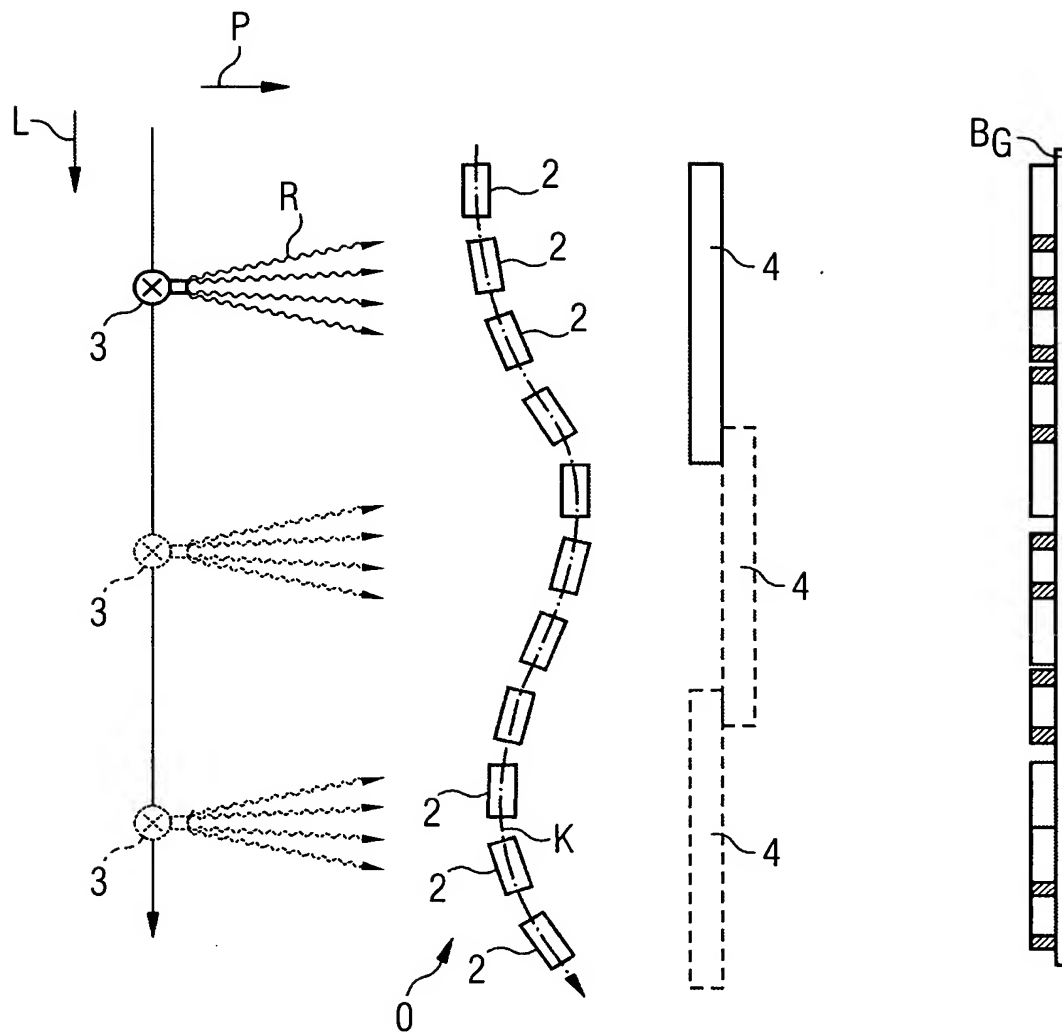


FIG 2

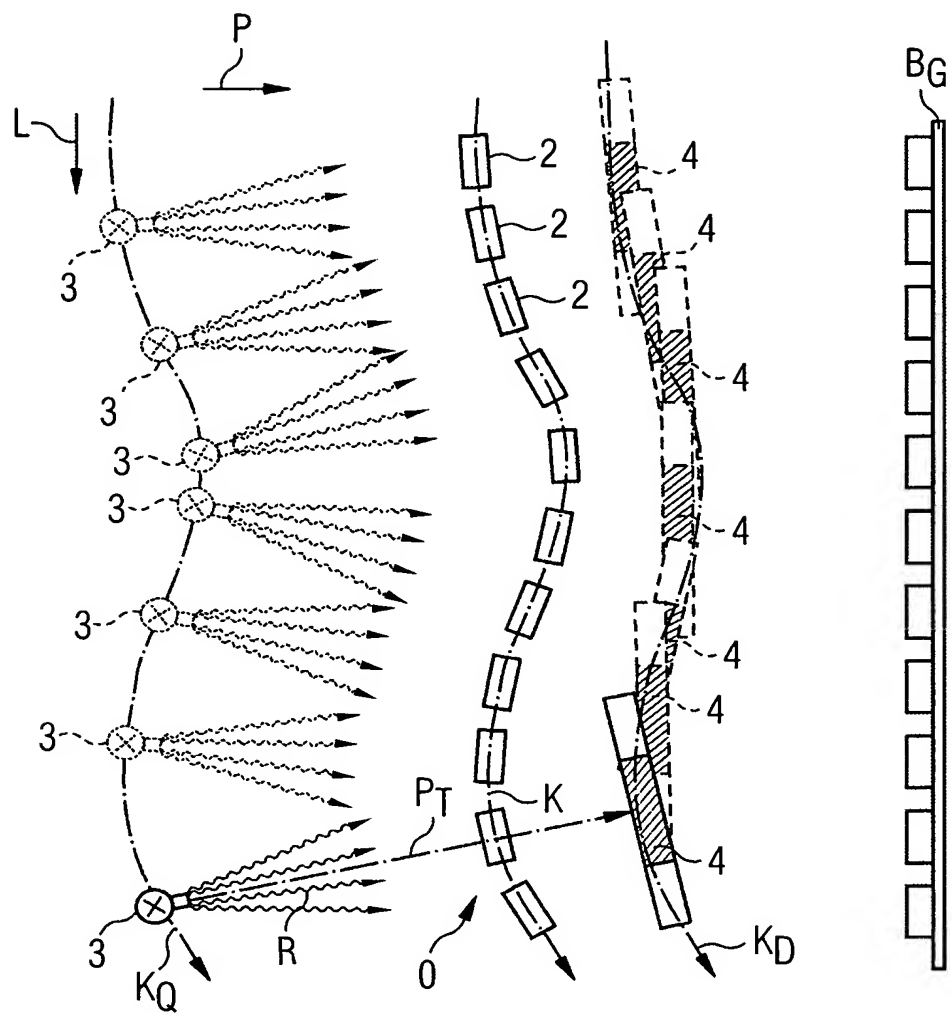


FIG 3

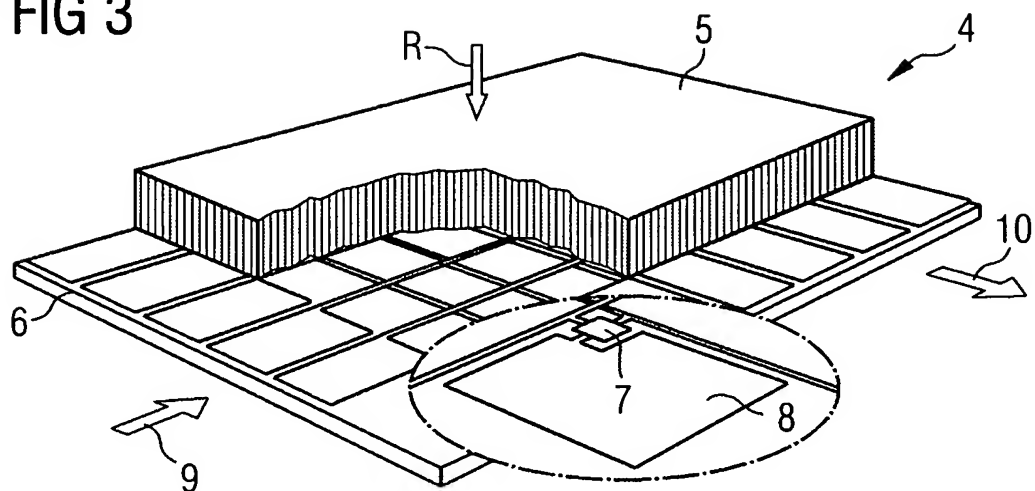


FIG 4

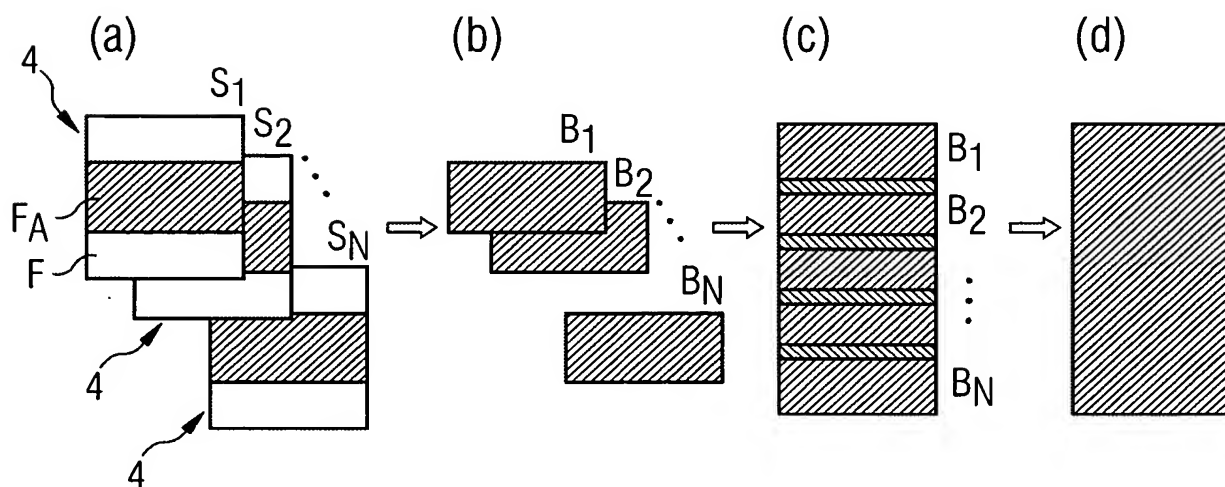


FIG 5

